طراحی و مشخصه‌یابی عملگر نرم الکتروفعال- الهام گرفته از طبیعت، بر پایهٔ کامپوزیت سیلیکون- اتانول*

مقاله پژوهشی

امیرحسین ابراهیمی[1]	حجت زامیاد[2]	جواد صفایی[3]	سمانه صاحبیان[4]

چکیده *ساخت ربات‌های نرم برای تقلید حرکات طبیعی موجودات زنده بااستفاده از تحریک خارجی قابل کنترل، غالبا به‌واسطهٔ سیستم‌های تحریکی نظیر عملگرهای پنوماتیکی، هیدرولیکی، الکتریکی، مغناطیسی و حافظه‌دار انجام می‌پذیرد. در این پژوهش با الهام از ماهیچه‌های طبیعی، رباتی نرم با پاسخگویی سریع، به‌واسطهٔ ساخت کامپوزیتی پلیمری با سیال تغییر فازدهنده به‌عنوان فاز ثانویه ساخته شد. عملگر ساخته‌شده قادر به جابه‌جایی به‌میزان ۲۵٪ (کشش عضلات طبیعی)، با صرف توانی معادل با 12W می‌باشد. مشاهدات میکروساختاری بیانگر توزیع همگن فاز ثانویه درون میکروکپسول‌هایی با اندازهٔ کمتر از ۲۰μm در سراسر زمینه می‌باشد. ثبات دمای داخلی عملگر در بازهٔ ۶۰-۷۰°C، در حین دوره‌های تحریکی متوالی و دست‌یابی به میزان جابه‌جایی مطلوب، موجب کاربرد این ربات نرم در بسیاری از حوزه‌ها می‌گردد.*

واژه‌های کلیدی ربات نرم، ماهیچهٔ مصنوعی، سیال تغییر فازدهنده، سیلیکون، اتانول.

Design and Characterization of Electrically Driven-Bioinspired Soft Actuator based on Silicon-Ethanol Composite

A. H. Ebrahimi	H. Zamyad	J. Safaie	S. Sahebian

Abstract

Manufacturing soft robots to mimic the natural movements of living organisms by controllable external stimuli required actuation systems like pneumatic, hydraulic, electrical, magnetic, and memory actuators. Inspired by natural muscles, a fast-responsive soft robot was fabricated by a polymer composite with a phase-change fluid as a secondary phase. The synthesis actuator can displace up to 25% (normal muscle tension), with a power equivalent to 12W. The microstructural observations show that the second phase is homogeneously distributed within microcapsules of less than 20 µm in size across the matrix. The stability of the internal temperature of the actuator in the range of 60-70°C during successive excitation cycles and the ability to achieve the desired amount of displacement allows the use of this soft robot in many areas.

Key Words Soft Robot, Artificial Muscle, Phase Change Fluid, Silicon, Ethanol

* تاریخ دریافت مقاله ۰۰/۱/۱۲ و تاریخ پذیرش آن ۰۰/۷/۲۹ می‌باشد.

(۱) دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی متالورژی و علم مواد، دانشکدهٔ مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد.

(۲) دانشجوی دکتری، گروه مهندسی برق، دانشکدهٔ مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد.

(۳) گروه مهندسی برق، دانشکدهٔ مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد.

(۴) نویسندهٔ مسئول، گروه مهندسی متالورژی و علم مواد، دانشکدهٔ مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد.

Email: S.Sahebian@um.ac.ir

DOI: 10.22067/jmme.2021.69610.1010

مقدمه

در دهه‌های اخیر، محققان با الهام از علم زیست‌شناسی درصدد ساخت و توسعهٔ احجام نرمی بوده‌اند که قابلیت انجام حرکات برنامه‌ریزی‌شده را داشته باشد [1, 2]. در این میان یکی از قدم‌های اولیه برای دست‌یابی به حرکات طبیعی بااستفاده از تحریک خارجی قابل کنترل، ساخت ربات‌هایی با مواد نرم به‌منظور ایجاد ساختارهایی نرم مطابق با سیستم‌های بیولوژیکی بوده‌است [3]. ربات‌های نرم، ساخته‌شده از مواد انعطاف‌پذیر و کشسان، تکنولوژی درحال ظهوری است که به‌موجب پیشرفت‌های اخیر صورت‌گرفته در حوزهٔ مذکور، امروزه امکان تقلید از حرکات مختلف جانداران زنده مانند راه رفتن، خزیدن، جهیدن و گرفتن میسر شده‌است [4,5]. عملگرهای نرم علاوه‌بر برخورداری از قابلیت ساخت به‌صورت افزایشی(پرینت سه‌بعدی)، برش و قالب‌گیری آسان در شکل دل‌خواه، قادر به ایجاد حالت برانگیختهٔ ماکروسکوپی در ولتاژ و جریان نسبتا کم می‌باشند. علاوه‌بر این، سیستم‌های نرم در مقایسه با ربات‌های مرسوم سخت که پیچیده و گران‌قیمت هستند، ابزاری کارآمد و مطلوب برای ایجاد حرکات طبیعی جانداران زنده است [6,8].

از جمله چالش‌های اساسی در این حوزه تا به امروز، می‌توان به عدم وجود روش فرآوری ساده برای ایجاد عملگرهای نرم قدرتمند با کرنش قابل توجه اشاره نمود. مشکل اساسی در دست‌یابی به این هدف، توسعهٔ موادی با قابلیت تحریک درونی/ ذاتی، عملکرد حسی و تشخیصی و ویژگی کنترل کامپیوتری است. هم‌چنین چگونگی تحریک، عامل کلیدی دیگری در ساخت ربات‌های نرم می‌باشد [9]. عملگرهای متداول از سیستم‌های تحریکی مختلف نظیر تکنیک‌های پنوماتیکی (عملگر با هوای فشرده)، هیدرولیکی (عملگر با سیال تحت فشار)، الکتریکی (پلیمرهای الکترواکتیو)، مغناطیسی و یا حافظه‌داری (پلیمرها و آلیاژهای حافظه‌دار) استفاده می‌کنند [10-12]. لازم به ذکر است وابستگی پلیمرهای الکترواکتیو به ولتاژهای بالا برای تحریک، ایجاد کرنش‌های پایین در آلیاژهای حافظه‌دار و هم‌چنین نیاز به کمپرسور خارجی و اجزای تنظیم‌کنندهٔ فشار درجهت راه‌اندازی عملگرهای پنوماتیکی و هیدرولیکی، کوچک‌سازی این عملگرها و استفاده از آن‌ها به‌عنوان اجزایی مستقل را محدود ساخته‌است.

در این میان مواد تغییرفازدهنده با قابلیت ایجاد نیروی مکانیکی به‌واسطهٔ انبساط سریع در دمای انتقال خود، به‌عنوان جایگزینی جذاب در برابر عملگرهای الکترومکانیکی مرسوم معرفی شده‌اند [13]. از جمله مواد تغییرفازدهندهٔ ابتدایی، پارافین است که برای نخستین بار در سال ۱۹۳۰ از خواص ترمومکانیکی آن در دریچه های خودتنظیم‌شوندهٔ گلخانه‌ها استفاده شد [14]. علی‌رغم ایجاد نیروهای بزرگ در عملگرهای برپایهٔ پارافین، کرنش مواد مذکور در بازهٔ تغییرات حجمی ۱۰٪ باقی می‌ماند که کرنشی هم‌تراز با آلیاژهای حافظه‌دار و بسیار کوچک برای اکثر کاربردهای رباتیکی می‌باشد. در این میان بااستفاده از روشی مبتنی بر تغییر فاز برگشت‌پذیر از مایع به بخار، ایجاد کرنش‌های قابل‌توجه و بسیار بزرگ قابل دست‌یابی است، هرچند که تاکنون سیستم‌های حاوی این مکانیزم با مشکل کنترل و انبارش فاز مایع مواجه بوده‌اند [15,16]. علی‌رغم تحقیقات و پیشنهادات ارائه‌شده درخصوص محصورسازی فاز مایع، همانند انبارش میان دو فیلم نازک یا داخل بالون، هم‌چنان این ابزارآلات، قطعات و دستگاه‌ها با مشکلات زیادی در تولید، از جمله قالب‌ریزی و ایجاد اشکال دل‌خواه تا مشکلاتی در تولید افزایشی (پرینت سه‌بعدی) مواجه هستند.

در این میان الاستومرها با برخورداری از ترکیب زنجیره‌های بلند و پیوندهای عرضی، هر دو ویژگی الاستیسیته و قابلیت ارتجاعی را به نمایش می‌گذارند. الاستومرها با توانایی برگشت به شکل اولیهٔ خود پس از تغییرشکل در اثر اعمال تنش، فشار، خمش و پیچش، قابلیت استفاده در احجام نرم را به‌منظور ایجاد حرکات مختلف دارند [17-20]. عملگرهای کامپوزیتی ساخته‌شده از زمینهٔ سیلیکونی و اتانول به‌عنوان سیال تغییرفازدهنده، نخستین‌بار در سال ۲۰۱٦ میلادی معرفی گردیده و آزمون‌های متنوعی به‌منظور شناسایی مشخصهٔ رفتاری آنها ارائه شده‌است [21-25]. عملگر کامپوزیتی ساخته‌شده توسط Miriyev و

همکارانش علی‌رغم قابلیت ایجاد کرنش های بالا و تولید نیروی زیاد، پس از چند دورهٔ کاری محدود (۷ دورهٔ کاری)، به‌دلیل حذف اتانول از سیستم، دچار تخریب می شود [26]. ضمنا روش علمی مشخصی به‌منظور دست‌یابی به مقدار بهینهٔ اتانول در سیلیکون و تفسیری از تغییرات وزنی کامپوزیت در نتیجهٔ انجام دوره های تحریکی متعدد، در تحقیقات قبلی ارائه نشده‌است. در راستای تکمیل و ارتقای تحقیقات مذکور، در پژوهش حاضر روشی به‌منظور ساخت ماهیچهٔ مصنوعی نرم و قدرتمند زمینهٔ سیلیکونی با انتخاب درصد بهینهٔ سیال تغییرفازدهنده (اتانول) معرفی شد. در ادامه تأثیر زمان استراحت پس از هر دورهٔ تحریکی بر مشخصهٔ دما- جابه‌جایی عملگر در دو نمونهٔ مختلف بررسی شد و در پایان ساختار میکرو سکوپی کامپوزیت و تغییرات وزنی آن، مورد ارزیابی قرار گرفت. امید است نتایج حاصل از این پژوهش، گامی مؤثر به‌منظور بومی‌سازی فرآیند ساخت این دسته از ربات‌های نرم باشد و به شناخت بهتر خواص آن‌ها در کاربردهای عملیاتی بیانجامد.

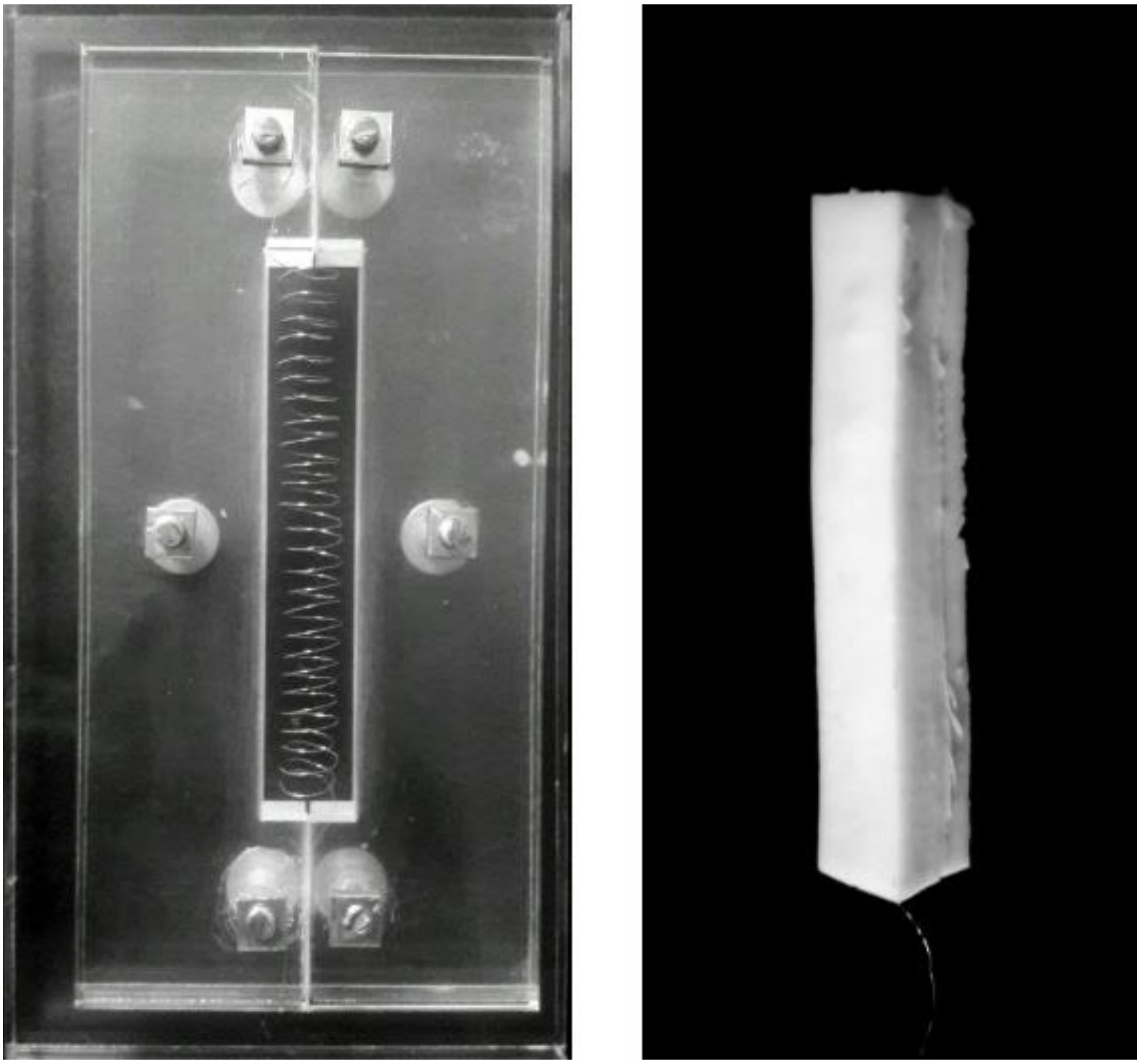
مواد و روش تحقیق

مواد

انتخاب زمینهٔ پلیمری و سیال برای سیستم کامپوزیتی چندجزئی باتوجه به خواص مکانیکی مورد انتظار از پلیمر، نقطهٔ جوش و محدودیت‌های کاربری سیال و سازگاری شیمیایی دو جزء انتخاب شد. در این پژوهش به‌منظور دست‌یابی و سنتز ماده‌ای سازگار با محیط زیست و در عین حال ساده، ارزان و دارای کاربری آسان از سیلیکون الاستومر دو جزئی (سیلیکون و هاردنر) که ماده‌ای ایمن، بی‌خطر و دارای کاربری گسترده در رباتیک نرم است، به‌عنوان زمینه استفاده شد. اتانول (<۹۹/۵٪) با نقطهٔ جوش ۷۸/۳°C و سازگار با زمینهٔ پلیمری به‌عنوان سیال تغییرفازدهنده استفاده شد. هم‌چنین به‌منظور تحریک الکتریکی ماهیچهٔ مصنوعی به‌واسطهٔ ایجاد گرمای ژول، از سیم مقاومتی نیکل- کروم به قطر ۰/۲۵mm استفاده شد.

آماده‌سازی کامپوزیت

کامپوزیت مورد نظر به‌کمک اختلاط مکانیکی سیلیکون با اتانول در درصدهای حجمی ۱۰٪، ۲۰٪، ۳۰٪، ۴۰٪ ۵۰٪ ساخته شد. پس از اختلاط سیلیکون با اتانول برای مدت زمان تقریبی ۵ دقیقه، هاردنر با نسبت وزنی ۱ به ۵۰ (نسبت به وزن سیلیکون) به مخلوط اضافه گردید. سپس مادهٔ به‌دست‌آمده برای قالب‌گیری در شکل مورد نظر آماده شد. در پژوهش حاضر فرآیند قالب‌گیری درون قالب از جنس پلی متیل متاکریلات (PMMA) به ابعاد ۹۰×۱۵×۱۵mm با تعبیهٔ سیم از جنس Ni-Cr به شکل مارپیچ درون آن، انجام شد. سیم مقاومتی به طول ۷۵cm به‌وسیلهٔ پیچش به دور شفتی به قطر ۸mm، به شکل مارپیچ در آمد و درون قالب جانمایی شد. به‌منظور توزیع همگن انرژی حرارتی میان بخش های درونی (مغزی) و بیرونی عملگر، قطر سیم پیچ (۸mm) برابر با نصف عرض نمونه(۱۵mm) درنظر گرفته شد. باتوجه به هندسهٔ مکعبی‌شکل نمونه، حجم کل مارپیچ به حجم کل ماده برابر با یک‌چهارم می‌باشد. لازم به ذکر است در نظر گرفتن شکل مارپیچی برای سیم مقاومتی، علاوه‌بر افزایش فصل مشترک میان سیم‌پیچ و کامپوزیت، از پارگی آن در حین تحریک و ازدیاد طول جلوگیری می‌نماید. سیم نیکل- کروم به‌دلیل برخورداری از ویژگی های مطلوبی نظیر مقاومت ویژهٔ بالا(۱۱۲×۱۰- ٦ Ωm)، مقاومت بالا در برابر اکسیداسیون، استحکام کششی مطلوب و قیمت ارزان (در مقایسه با سیم‌هایی نظیر نقره)، انتخاب مناسبی برای استفاده به‌عنوان مسیر هادی درون عملگر نرم می‌باشد. پس از قالب‌گیری، پخت نمونه در دمای اتاق و به‌مدت ٤ ساعت صورت گرفت. در شکل (۱)، نمایی از قالب و ماهیچهٔ‌پخت‌شده نشان داده شده‌است.



شکل ۱ نمایی از شکل قالب به‌همراه ماهیچهٔ پخت‌شده

مشخصهٔابی

توزیع و اندازهٔ حفرات در داخل زمینهٔ پلیمری، با بررسی مورفولوژی سطحی کامپوزیت سیلیکون- اتانول، توسط میکروسکوپ الکترونی روبشی نشر میدانی (FESEM, MIRA3 TESCAN) تحت ولتاژ شتاب‌دهندهٔ ۱۰Kv انجام شد. لازم به ذکر است که نمونه قبل از انجام آزمون، به‌صورت برودتی شکسته شد. سطح شکست با کند و پاش طلا برروی آن به‌منظور جلوگیری از تجمع بار سطحی و ایجاد تصویر با وضوح بالاتر تحت پوشش‌دهی قرار گرفت.

به‌منظور تحریک الکتریکی ماهیچه‌های نرم به‌واسطهٔ ایجاد گرمای ژول از منبع تغذیهٔ دیجیتال مدل R&S NGPV (Rohde & Schwarz) استفاده شد. لازم به ذکر است در هر سیکل تحریکی به نمونه‌ها ولتاژ و جریانی به‌ترتیب برابر با ۲۰V و ۰/۶A (12W) اعمال شد. به‌منظور بررسی تغییرات دمای داخلی ماهیچه در حین سیکل‌های تحریکی، از حسگر تشخیص دما مدل pt1000 (ژاپن) استفاده گردید. هم‌چنین به‌منظور ثبت رفتار حرکتی ربات نرم از دوربین دیجیتالی (Canon–ژاپن) استفاده شد.

نتایج و بحث

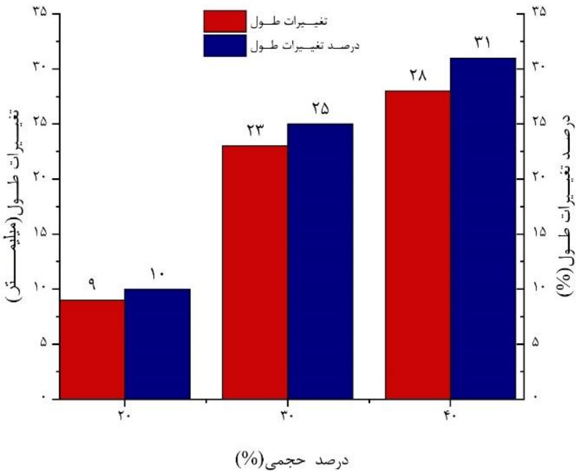
انتخاب درصد بهینهٔ اتانول

به‌منظور انتخاب در صد بهینهٔ اتانول در داخل زمینهٔ پلیمری، درجهت عملکرد مطلوب ماهیچهٔ مصنوعی، آزمونی دومرحله‌ای انجام شد. در ابتدا ۵ نمونهٔ کامپوزیتی مختلف شامل 5ml سیلیکون به‌همراه درصد های حجمی ۱۰،۲۰،۳۰،۴۰،۵۰ از اتانول تهیه شد. طبق مشاهدات انجام‌شده، آماده‌سازی کامپوزیت با درصدهای حجمی اتانول بیش از ۳۰٪ علاوه‌بر دشواری در فرایند اختلاط، منجر به جدایش فازی در محفظهٔ اختلاط گشت. لازم به ذکر است که با افزایش زمان اختلاط، تغییری در میزان درصد حجمی اتانول قابل حل درون سیلیکون ایجاد نشد. با ثابت نگه داشتن کلیهٔ پارامتر های آزمون برای تمامی نمونه‌های کامپوزیتی، درصد جرم اتانول کاهش‌یافته برای تمامی نمونه‌ها به‌کمک توزین آن‌ها قبل و بعد از سنتز و بدون اعمال هیچ‌گونه تحریک الکتریکی اندازه‌گیری شد. جدول (۱) بیانگر درصد جرم اتانول کاهش‌یافته متناظر با درصدهای حجمی متفاوت از سیال تغییرفازدهنده می‌باشد.

جدول ۱ درصد جرم اتانول کاهش‌یافته متناظر با درصدهای حجمی متفاوت از سیال تغییرفازدهنده

درصد حجمی اتانول در ماهیچه(٪)	۱۰	۲۰	۳۰	۴۰	۵۰
کاهش وزن اتانول(٪)	۵۶	۳۹	۲۸	۲۹	۳۶

باتوجه به جدول (۱) نمونهٔ کامپوزیتی با ۳۰٪ حجمی از اتانول بیشترین میزان انبارش اتانول و نمونهٔ کامپوزیتی با ۱۰٪ حجمی از اتانول بیشترین هدر رفت سیال تغییرفازدهنده را داراست. در سنجش مقدار بهینه درصد حجمی اتانول درون ماهیچه، علاوه‌بر برخورداری از قابلیت مطلوب انبارش سیال و در عین حال نرخ پایین هدررفت آن، عامل کلیدی دیگر حداکثر طول انبساطی دست‌یافتنی متناظر با آن درصد حجمی در یک سیکل تحریکی معین است. برای این منظور سه نمونهٔ کامپوزیتی با درصدهای حجمی ۲۰، ۳۰ و ۴۰ از اتانول، با تعبیهٔ 75cm سیم از جنس نیکل- کروم درون آن‌ها تهیه گردید. تمامی نمونه‌ها تحت شرایط تحریک الکتریکی مشابه (۱۲W= ۲۰V× ۰/۶A) قرار گرفتند. شکل (۲) بیانگر تغییرات طول، متناظر با هر یک از درصدهای حجمی مذکور است.



شکل ۲ نمودار تغییرات طول به‌عنوان تابعی از درصد حجمی سیال تغییرفازدهنده

لازم به ذکر است که الیاف عضلانی بیولوژیک، هنگامی‌که از یکی از اندام‌های بدن جدا شود و به‌صورت مصنوعی تحریک شود، می‌تواند به ۵۰٪ طول استراحت خود برسد (در نتیجه حین انقباض نیز ۵۰٪ کاهش طول داشته باشد) [7]. با این حال، در اکثر حیوانات، انقباض توسط مفاصلی که عضله به آن‌ها متصل است، محدود می‌شود و در نتیجهٔ محدودیت مذکور، کشش عضله معمولا کمتر از ۲۰٪ است؛ ازاین‌رو برای انتخاب درصد بهینهٔ اتانول به‌منظور برآورده کردن هدف پژوهش مبنی‌بر شبیه‌سازی رفتار حرکتی ماهیچه‌های طبیعی، سه پارامتر اساسی در نظر گرفته شد: ۱) قابلیت مطلوب انبارش سیال، ۲) نرخ پایین هدررفت سیال، ۳) دست‌یابی به مقدار کرنش انبساطی معادل با حداقل ۲۰٪ (کرنش کششی عضلانی غالب در حیوانات). با کنار هم قرار دادن نتایج به‌دست‌آمده، درصد حجمی ۳۰٪ به‌عنوان مقدار بهینهٔ سیال تغییرفازدهنده درون ماهیچه انتخاب گردید. کامپوزیت ۳۰٪ حجمی از اتانول علاوه‌بر نرخ انبارش مطلوب و هدررفت پایین سیال، کرنش مورد انتظار برای شبیه‌سازی رفتار ماهیچه‌های طبیعی را

برآورده می‌سازد. استفاده از مقدار کم‌تر سیال تغییرفازدهنده درون ماهیچه، علاوه‌بر ساده‌تر کردن فرایند سنتز ماده، امکان کنترل بیشتر بر متغیرهای فرایند و رفتار حرکتی ماهیچه را فراهم می‌آورد. در همین خصوص در صد حجمی معادل با ۳۰٪ به‌عنوان مقدار بهینهٔ سیال تغییرفازدهنده انتخاب گردید.

تغییرات دمایی و جابه‌جایی عملگر نرم (ماهیچهٔ مصنوعی)

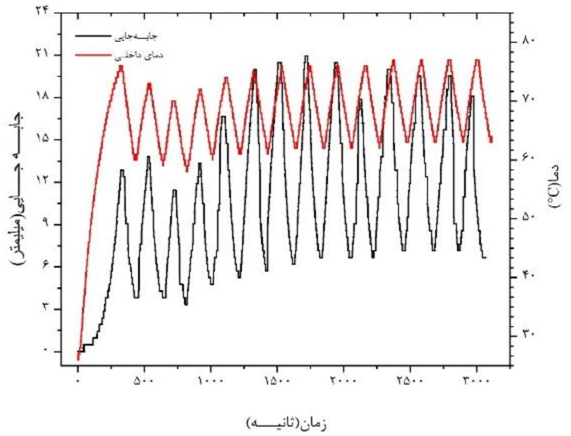
به‌منظور بررسی تغییرات دمایی و جابه جایی ماهیچهٔ مصنوعی، دو نمونهٔ کامپوزیتی با ۳۰٪ حجمی اتانول ساخته شد (مطابق با توصیف بخش ۱-۲-۲) و سنسور دما (pt1000) به‌منظور پایش دمای مغزی ماهیچه، در داخل آن‌ها تعبیه شد. با اعمال تحریک الکتریکی معادل با ۱۰ وات به سیم‌پیچ تعبیه‌شده در عملگر، ماده در اثر گرمای ژول از دمای اتاق (۲۵°C) شروع به گرم شدن نمود و این گرمایش تا تغییر فاز اتانول ادامه پیدا کرد. لازم به ذکر است در این پژوهش مقدار جابه جایی ماهیچهٔ مصنوعی با قرارگیری یک دوربین تحت وب در بالای آن و بااستفاده از الگوریتم پردازش تصویر اندازه‌گیری شد. شکل (۳) بیانگر رفتار دما- جابه جایی دو نمونهٔ کامپوزیتی برای ۱۵ دورهٔ کاری می‌باشد. در نمونهٔ ۱ زمان استراحت ماهیچه پس از هر دوره تحریک ۱۰۰ ثانیه (نمودار الف-۳) و در نمونهٔ ۲ زمان استراحت ماهیچه پس از هر دوره تحریک ۲۰۰ ثانیه (نمودار ب-۳) در نظر گرفته شد. در ادامه با ثابت نگه داشتن زمان تحریک برابر با ۱۱۰ ثانیه، به‌منظور یکسان‌سازی انرژی اعمالی به ربات نرم در تمامی سیکل های کاری، آزمون انجام شد و پاسخ دمایی و رفتار حرکتی نمونه‌ها بررسی شد.

مطابق با نتایج ارائه‌شده در نمودارهای (ب و الف-٤) مقادیر بیشینه و کمینهٔ جابه‌جایی و دما (جابه‌جایی و دما در پایان تحریک و پایان استراحت هر دوره) نمونهٔ ۱ نسبت‌به نمونهٔ ۲ بالاتر است. رخداد نتایج حاصل را می‌توان به تفاوت زمان استراحت دو نمونه نسبت داد. نمونهٔ ۱ به‌دلیل زمان استراحت کوتاه‌تر، فرصت کمتری به‌منظور انتقال حرارت به بیرون دارد و در نتیجه هدررفت گرمایی آن کمتر است. انبارش انرژی در نمونهٔ ۱ موجب قرارگیری اتانول موجود در میکروکپسول های سیلیکونی در پایان دورهٔ استراحت، در دمایی نزدیک به دمای تغییر فاز (حدود ۷۸°C) می‌گردد. به موجب این امر دو نتیجه به‌دست می‌آید: ۱) فشار بخار اتانول درون میکروحفرات توزیع‌شده در زمینهٔ کامپوزیت نسبت‌به نمونهٔ دوم بیشتر است و با فراهم آوردن نیروی لازم برای غلبه بر کرنش الاستیک سیلیکون، مانع از برگشت کامل ماهیچه به شکل اولیه می‌شود، ۲) نمونهٔ ۱ در مدت زمان تحریک یکسان (۱۱۰ ثانیه) قادر به ایجاد مقدار جابه‌جایی بیشتری خواهد بود. این درحالی است که نمونهٔ ۲ به‌دلیل برخورداری از زمان استراحت طولانی‌تر، هدررفت گرمایی بیشتری دارد به‌طوری‌که در پایان دورهٔ استراحت، کرنش الاستیک سیلیکون به‌تدریج بر نیروی مکانیکی حاصل از تغییر فاز اتانول غلبه می‌کند و ماهیچه تقریبا طول اولیهٔ خود را بازیابی می‌کند. بنابراین زمان استراحت بیشتر به‌منزلهٔ بازیابی طول اولیه و زمان استراحت کمتر به‌معنی دست‌یابی به جابه‌جایی بیشتر خواهد بود. شایان ذکر است رفتار جابه‌جایی هر یک از نمونه‌های اول و دوم متناسب با کاربرد مورد نظر، مفید خواهد بود.

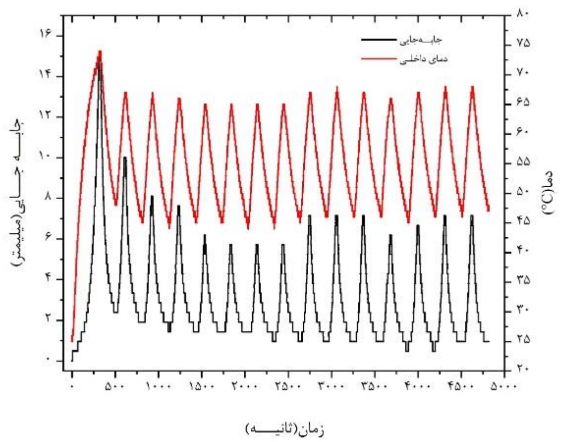
نمودارهای شکل (۳) به‌وضوح برتری ماهیچهٔ مصنوعی ساخته شده در پژوهش حاضر را نسبت‌به نمونهٔ ارائه‌شده توسط دانشگاه کلمبیا نشان می‌دهد. مطابق با گزارش Miriyev و همکارانش، کامپوزیت سیلیکون-اتانول پس از ۷ دورهٔ کاری به‌دلیل حذف کامل اتانول از ماده، با افزایش ناگهانی دما مواجه می‌شود و دچار تخریب می‌گردد [26]. این در حالی است که ماهیچهٔ مصنوعی پژوهش حاضر، ضمن ایجاد کرنشی معادل با نمونهٔ دانشگاه کلمبیا (۲۵٪ افزایش طول)، پس از ۱۵ دورهٔ کاری تغییرات دمای منظمی دارد و عملکرد قابل قبولی از خود به نمایش می‌گذارد. لازم به ذکر است، میزان توان اعمالی به ماده، به‌عنوان عاملی برای تولید گرمای ژول و تغییر فاز اتانول‌های

مستقر در میکروکپسول‌های سیلیکونی، تابعی از وزن ماده می‌باشد. با افزایش وزن عملگر، مقدار اتانول موجود در ساختار ماده افزایش پیدا می‌کند و به انرژی بیشتری برای تغییر فاز آن‌ها و دست‌یابی به عملکرد حرکتی مشابه با قبل نیاز است. عامل مذکور سبب افزایش توان اعمالی به عملگرهای ساخته شده در پژوهش حاضر (۱۲W) نسبت‌به نمونهٔ ارائه شده توسط Miriyev و همکارانش(۸W) [26] شده‌است.

شکل (٤) بیانگر رابطهٔ میان حالت تحریک و استراحت نمونهٔ ۱ (زمان استراحت برابر با ۱۰۰ ثانیه) با دمای داخلی، جابه‌جایی و توان اعمالی در دو سیکل ابتدایی می‌باشد. با اعمال تحریک الکتریکی، نمونه‌ها تحت توان ۱۲W از دمای ۲۵°C به‌واسطهٔ گرمای ژول حاصل از سیم‌پیچ از جنس Ni-Cr شروع به گرم شدن می‌کنند. همان‌طور که در شکل (٤) مشاهده می‌شود، در آغاز تحریک الکتریکی، عملکرد حرکتی ماده کند است اما با ادامهٔ تحریک و افزایش فشار بخار اتانول داخل میکروکپسول‌ها، جابه‌جایی ماده با سرعت بیشتری انجام می‌گیرد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سرعت جابه‌جایی ماده در سیکل دوم به‌مراتب نسبت‌به سیکل تحریکی نخستین بیشتر می‌باشد؛ به‌طوری‌که مدت زمان تحریک از ۳۲۵ ثانیه در سیکل اول به ۸۵ ثانیه در سیکل دوم کاهش پیدا می‌کند. علت این امر را می‌توان به انرژی حرارتی ذخیره شده و پیش‌گرمایش ایجادشده در ماده پس از اعمال سیکل تحریکی نخست نسبت داد. باتوجه به هم‌دما بودن عملگر با محیط بیرونی(۲۵°C) در سیکل نخست، ماده به‌منظور تغییر فاز اتانول‌های مستقر در میکروکپسول‌های سیلیکونی از فاز مایع به بخار نیازمند دریافت انرژی بالاتری می‌باشد؛ این درحالی است که دمای داخلی ماده در شروع سیکل تحریکی دوم برابر با ٦٠°C است که به‌معنای انبارش انرژی در ماده و پیش‌گرمایش آن می‌باشد.



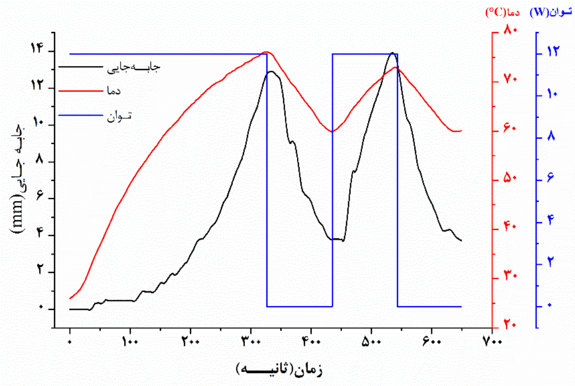
(الف)



(ب)

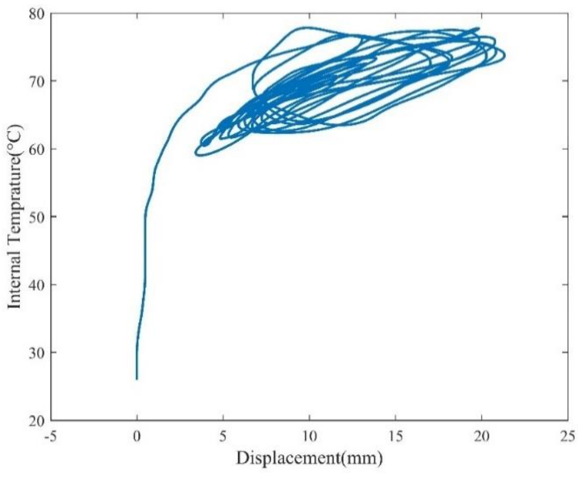
شکل ۳ بررسی تأثیر زمان استراحت در تغییرات دما و جابه‌جایی کامپوزیت‌های سیلکون- اتانول، (الف) نمونهٔ ۱، زمان استراحت ۱۰۰ ثانیه پس از هر دورهٔ تحریک، (ب) نمونهٔ ۲، زمان استراحت ۲۰۰ ثانیه پس از هر دورهٔ تحریک

با دست‌یابی عملگر به طول تعیین‌شده (۲۵٪ طول اولیه) تحریک الکتریکی قطع می‌شود و دورهٔ استراحت ماده تا دست یابی به طول اولیه (با در نظر گرفتن کرنش پلاستیک) ادامه می‌یابد. همان‌طور که در شکل (٤) مشاهده می‌شود، سرعت بازیابی شکل اولیه در زمان‌های آغازین دورهٔ استراحت قابل توجه است که می‌توان آن را به آزادسازی انرژی کرنش الاستیک در ماده نسبت داد؛ این در حالی است که با گذشت زمان، سرعت بازیابی شکلی به‌علت کاهش انرژی کرنش الاستیک برای آزادسازی، کاهش می‌یابد.

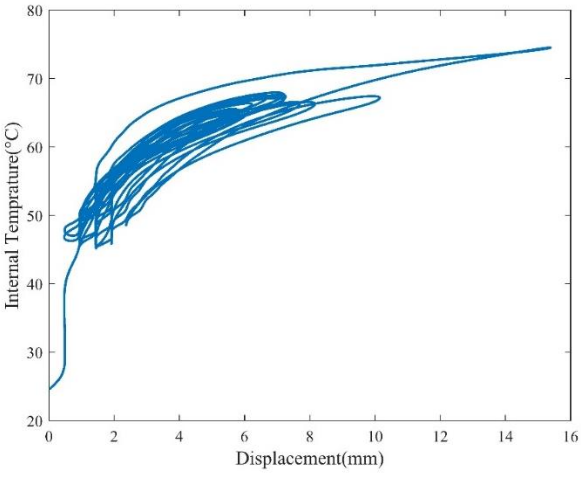


شکل ٤ رابطهٔ میان حالت تحریک و استراحت نمونهٔ ۱ (زمان استراحت برابر با ۱۰۰ ثانیه) با دمای داخلی، جابه‌جایی و توان اعمالی در دو سیکل ابتدایی

در شکل (۵) منحنی حلقه‌ای شکل (هیسترزیس) از رسم تغییرات طول نسبت‌به تغییرات دما با گذشت زمان، برای نمونه‌های ۱ و ۲ نشان داده شده‌است. همان‌طور که در نمودار (۵-الف) مشاهده می‌شود، تمرکز حلقه‌های منحنی هیسترزیس نمونهٔ ۱ با زمان استراحت ۱۰۰ ثانیه، برای عملکرد جابه‌جایی در بازهٔ ۱۰ الی ۱۵ میلی‌متر و برای پاسخ دمایی در گسترهٔ ٦۰ الی ۷۰ درجهٔ سانتی‌گراد می‌باشد. این درحالی است که در نمونهٔ ۲ با زمان استراحت ۲۰۰ ثانیه، جابه‌جایی عملگر در بازهٔ ٤ الی ٦ میلی‌متر و پاسخ دمایی آن در گسترهٔ ۵۰ الی ٦۰ درجهٔ سانتی‌گراد تغییر می‌کند. علت تفاوت رفتار حرکتی و پاسخ دمایی عملگرهای مورد ارزیابی را می توان به افزایش انبارش انرژی حرارتی در ماده با کاهش زمان استراحت آن‌ها نسبت داد.



(الف)



(ب)

شکل ۵ منحنی حلقه‌ای‌شکلی (هیسترزیس) از رسم تغییرات طول نسبت‌به تغییرات دما: الف) نمونهٔ ۱ با زمان استراحت برابر ۱۰۰ ثانیه، ب) نمونهٔ ۲ با زمان استراحت برابر ۲۰۰ ثانیه

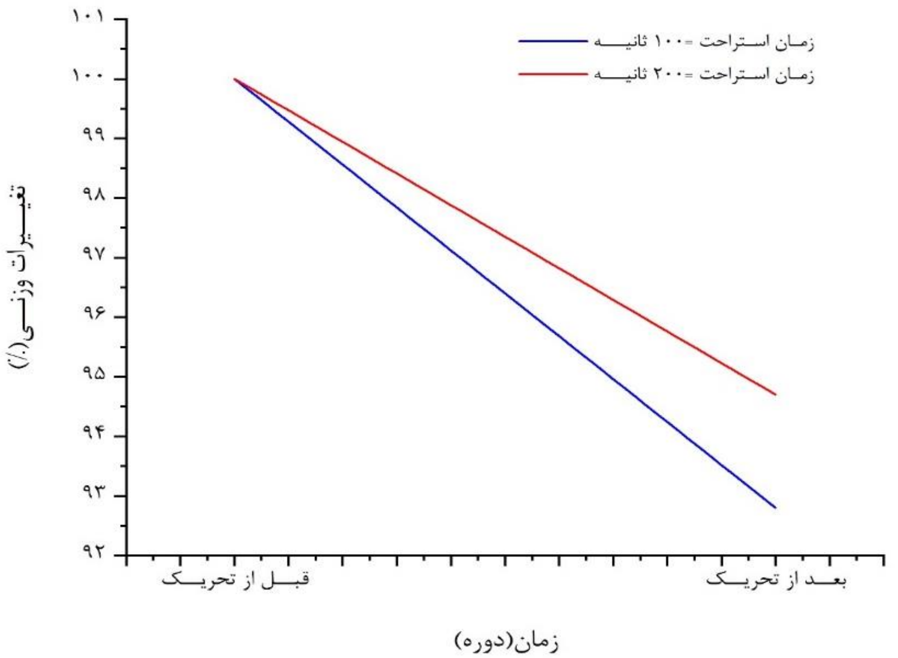
تغییرات وزنی و ترکیب شیمیایی ماهیچهٔ مصنوعی

باتوجه به یک سان بودن ترکیب شیمیایی در تمامی نمونه‌ها، مقدار اتانول موجود در ساختار تمامی ماهیچه‌ها پیش از آغاز تحریک یکسان و برابر با ۲۰٪ حجمی، معادل با 3.67gr می‌باشد. باتوجه به ماهیت فرار اتانول، به‌منظور بررسی تأثیر سیکل‌های متمادی تحریک الکتریکی برروی ماندگاری سیال تغییرفازدهنده در نمونه و هم‌چنین پایداری ترکیب شیمیایی ماهیچه، تمامی نمونه‌ها قبل و بعد از دورهٔ تحریک، توزین شدند. شکل (٦) بیانگر درصد کاهش وزن نمونه‌های کامپوزیتی پس از اتمام دورهٔ تحریک الکتریکی و سپری شدن ۱۵ سیکل می‌باشد. با آغاز تحریک الکتریکی و بالا رفتن دما، علاوه‌بر افزایش فشار بخار اتانول داخل میکروکپسول‌های سیلیکونی، زنجیره‌های پلیمری با جذب انرژی، جنب‌وجوش و تحرک بیشتری پیدا می‌کنند و فاصلهٔ زنجیره‌ها از یکدیگر افزایش پیدا می‌کند. با افزایش فاصلهٔ زنجیره های پلیمری از یکدیگر و هم‌چنین افزایش فشار بخار اتانول داخل کامپوزیت، شرایط برای خروج اتانول از داخل حباب و کپسول‌ها فراهم می‌شود و میزان هدررفت اتانول افزایش پیدا می‌کند. درجهت افزایش پایداری ترکیب

شـــیمیایی عملگر و افزایش طول عمر آن، انجام فرایند جوان‌ســـازی با غوطه‌وری عملگر پس از هر دورهٔ کاری در اتانول در پژوهش‌های آتی پیشـــنهاد می‌گردد. با نفوذ مجدد اتانول به میکروکپسول‌ها در حین فرایند جوان‌سازی، ترکیب شـــیمیایی عملگر به ترکیب ابتدایی خود نزدیک می‌گردد. هم‌چنین با ایجاد روکشـــی محافظ و کشـــــان (ترجیحا از جنس زمینهٔ کامپوزیت) برروی عملگر می‌توان از هدررفت اتانول تا حد زیادی جلوگیری کرد.

همان‌طور که در شـکل (٦) مشـاهده می‌شـود، شـیب نمودار تغییرات وزنی نمونهٔ ۱، با زمان اســـتراحت ۱۰۰ ثانیه شـدیدتر از نمونهٔ ۲ با زمان اسـتراحت ۲۰۰ ثانیه می‌باشـد. علت این امر بالاتر بودن دمای داخلی نمونهٔ ۱ نســـبت‌به نمونل ۲، حداقل به‌میزان ۱۰°C(شکل ۳) می‌باشد.

باتوجه به مقدار بیشـــتر انبارش انرژی در نمونهٔ ۱ نســـبت‌به نمونهٔ ۲ (بخش ۲- ۳)، هدر رفت اتانول در آن بیشتر است و همان‌طور که در جدول (۲) مشاهده می‌شود به‌میزان ۱۲٪ معادل با ۰٫٤٤ گرم، اتانول بیشـــتری از دســـت داده‌اســـت. کاهش اتانول در ســـاختار به‌عنوان عامل اصـــلی ایجاد نیروی مکانیکی موجب کاهش توانایی حرکتی عملگر می‌گردد. ا نگاهی دقیق‌تر به نمودار (٤- الف) مشـــخص می‌شود که بیشینه میزان جابه‌جایی ماهیچه در سیکل هشتم ۲۱mm و پس از آن کاهش توانایی جابه‌جایی کامپوزیت تا سیکل پانزدهم ۱۸mm می‌باشد.



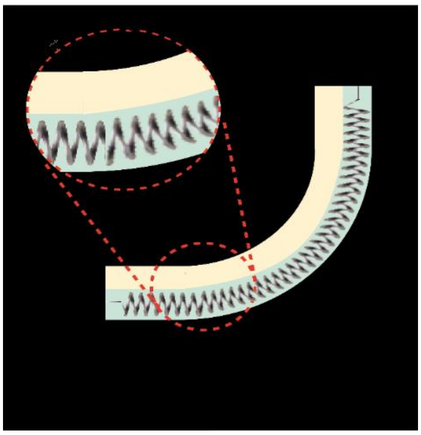
شکل ٦ درصد کاهش وزن نمونه‌های کامپوزیتی پس از اتمام دورهٔ تحریک الکتریکی و سپری شدن ۱۵ سیکل

جدول ۲ درصد کاهش اتانول و جرم نمونه‌ها پس از گذشت ۱۵ سیکل تحریک

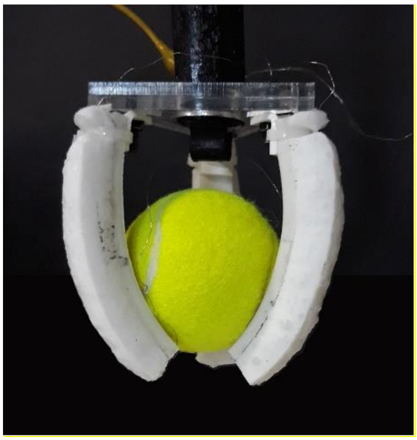
نمونه	درصد جرم کاهش‌یافتهٔ کل (%)	جرم اتانول کاهش‌یافته (gr)	درصد اتانول کاهش‌یافته (%)
۱۰۰ ثانیه استراحت= نمونهٔ ۱	۹۲٫۸	۱٫٦٦	٤٥
۲۰۰ ثانیه استراحت= نمونهٔ ۲	۹٤٫۷	۱٫۲۲	۳۳

طراحی و ساخت پنجۀ رباتیکی نرم (soft gripper)

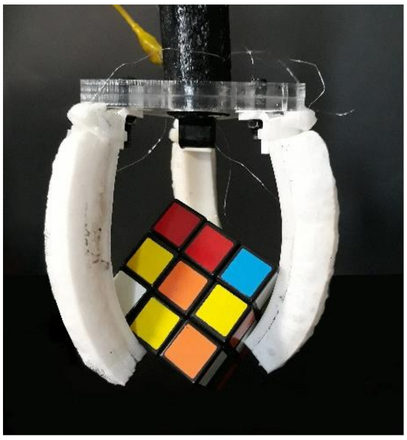
در شـــکل (۷) امکان اســـتفاده از عملگر نرم الکتروفعال ساخته‌شده، به‌عنوان پنجۀ رباتیکی نشان داده شده‌است. پنجۀ رباتیکی ساخته‌شده به‌طور ویژه‌ای کارآمد است و بدون نیاز به تجهیزات جانبی نظیر کمپرسور و دستگاه‌های تنظیم‌کنندۀ فشار، صرفا از جریان مستقیم به‌عنوان منبع تغذیه استفاده می‌کند. همان‌طور که در شکل (۷- الف) مشاهده می شود، برای طراحی ربات نرم با قابلیت تقلید حرکات طبیعی موجودات زنده، از یک لایۀ غیرفعال (سیلیکون) چسبیده به لایۀ با قابلیت پاســـخگویی به محرک خارجی متشـــکل از کامپوزیت سیلیکون- اتانول استفاده شد. با شروع تحریک الکتریکی، نمونه به‌علت افزایش طول نامتقارن لایۀ فعال و غیر فعال، به‌صـــورت شـــعاعی شـــروع به حرکت می‌کند و حرکت ماهیچه‌های طبیعی را شبیه سازی می‌کند (۷- الف). باتوجه به آرایش ســـه تایی عملگرهای نرم خم‌شـــونده (bending soft actuator)، با اتصـــال موازی آن‌ها به منبع تغذیه (ولتاژ ۲۹V و جریان ۲A)، به هر یک توانی کمتر از ۲۰ وات اعمال شـــد. به‌محض آغاز تحریک الکتریکی، پنجۀ رباتیکی طراحی‌شده به‌سمت اشیای مورد نظر حرکت کرد و آن‌ها را باربرداری نمود. ربات ساخته‌شده قادر به باربرداری اجســـام ســـنگین (بیش از ۲۰۰ گرم) و هم‌چنین اشـــیایی با اشـــکال مختلف می‌باشـــد (۵- ب- ج- د). فیلمی از نحوۀ باربرداری عملگر نرم کامپوزیتی در فایل پیوست شمارۀ (۱) قابل مشاهده است.



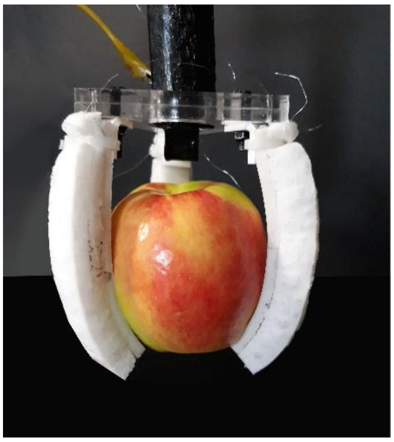
(الف)



(ب)

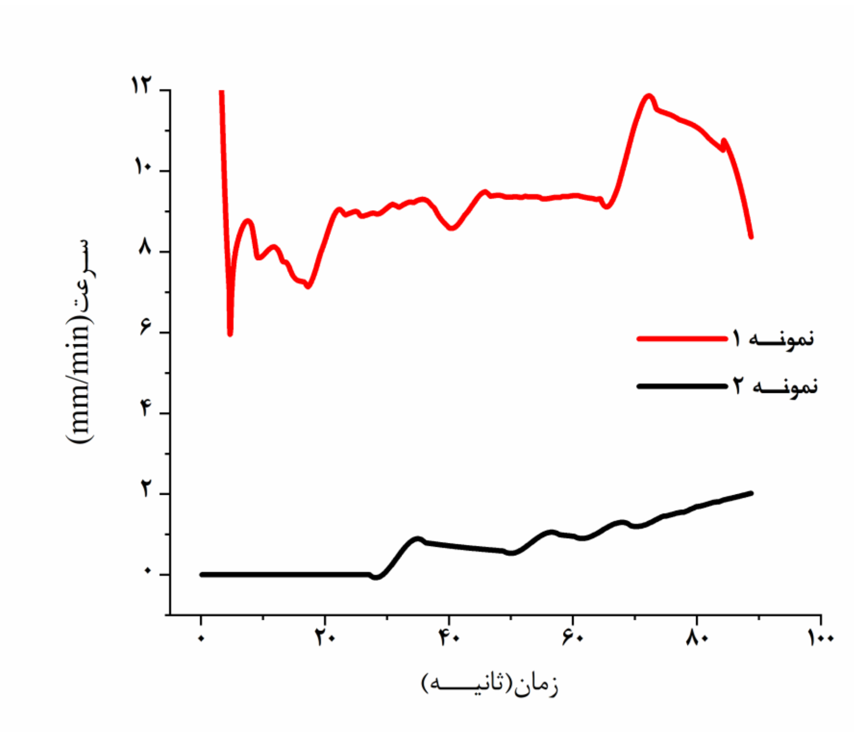


(ج)



(د)

شکل ۷ الف) شماتیکی از طراحی و مکانیزم حرکتی پنجۀ رباتیکی نرم، ب) باربرداری توپ تنیس به وزن ٦۰ گرم، ج) باربرداری مکعب روبیک به وزن ۱۱۰ گرم، د) باربرداری سیب به وزن ۲۰۵ گرم



شکل ۸ تغییرات سرعت برحسب زمان نمونه‌های ۱ و ۲ به‌ترتیب با ۱۰۰ و ۲۰۰ ثانیه زمان استراحت

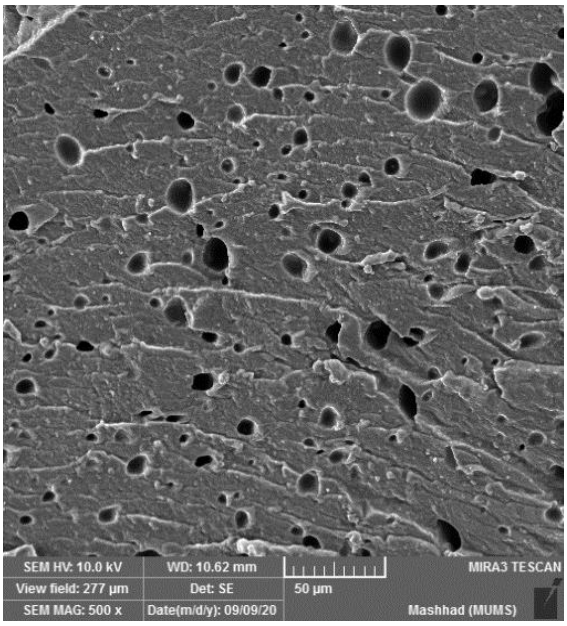
ارزیابی دینامیکی عملگرهای نرم کامپوزیتی

به‌منظور مقایسهٔ عملکرد دینامیکی نمونه‌های ۱ و ۲ به‌ترتیب با ۱۰۰ و ۲۰۰ ثانیه زمان ا ستراحت، سرعت لحظه‌ای بخش آزاد ماهیچه در حالت بی‌بار مورد ارزیابی و مقایســـه قرار گرفت. باتوجه به برخورداری هر دو نمونه از زمان تحریک یکسان (۱۰۰s)، تفاوت رفتار حرکتی و سرعت لحظه‌ای دو نمونه به اختلاف در مدت زمان ســیکل اســتراحت آن‌ها نسـبت داده می‌شـود. همان‌طور که در شـکل (۸) مشـاهده می‌شـود، باتوجه به برخورداری نمونهٔ ۱ از زمان اسـتراحتی معادل با نصــف نمونهٔ ۲، همواره دمای داخلی آن به‌علت عدم فرصـــت کافی برای انتقال به محیط بیرون، بالاتر از نمونهٔ ۲ می‌با شد (شکل ۳). بالاتر بودن دمای داخلی نمونهٔ ۱، منجر به فشـــار بخار داخلی بالاتر آن نســبت‌به نمونهٔ ۲ می‌گردد. به‌موجب این امر با دریافت مقدار یکســان انرژی (زمان تحریک یکســان)، تغییر فاز اتانول و افزایش فشـــار بخار داخل میکروکپســول‌های نمونهٔ ۱ نســبت‌به نمونهٔ ۲ با سـرعت بیشـتری انجام می‌شـود و همان‌طور که شـکل (۸) ن شان می‌دهد، سرعت لحظه‌ای نمونهٔ ۱ ن سبت‌به نمونهٔ ۲، حداقل به‌میزان ٤ برابر بیشتر می‌باشد.

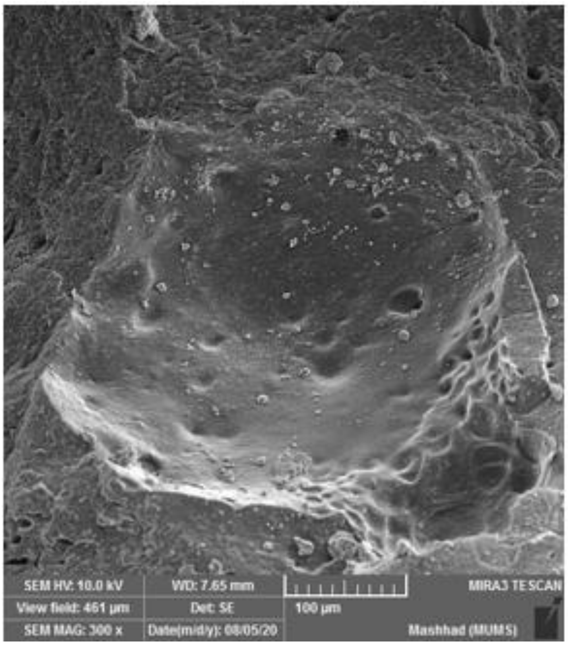
ساختار میکروسکوپی کامپوزیت

برای مشـــاهدهٔ مورفولوژی ماهیچهٔ مصـــنوعی، کامپوزیتی با ۳۰٪ حجمی ساخته شد و پس از طی ۱۵ سیکل تحریکی با زمان ا ستراحتی برابر با ۲۰۰ ثانیه، ساختار میکرو سکوپی آن مورد بررســـی قرار گرفت. شـــکل (۹) بیانگر توزیع اتانول درون زمینهٔ کامپوزیت درون میکرو حفراتی با سطوح ساده و صـــاف به بزرگی میکرون (۹- الف) و هم‌چنین داخل میکروکپسـول‌های هوایی بزرگ‌تر (۵- ب) می‌باشـد. توزیع همگن اتانول به‌عنوان فاز فعال درون میکرو حفرات مذکور منجر به همســـان‌گردی کامپوزیت می‌گردد. در ســـاختار

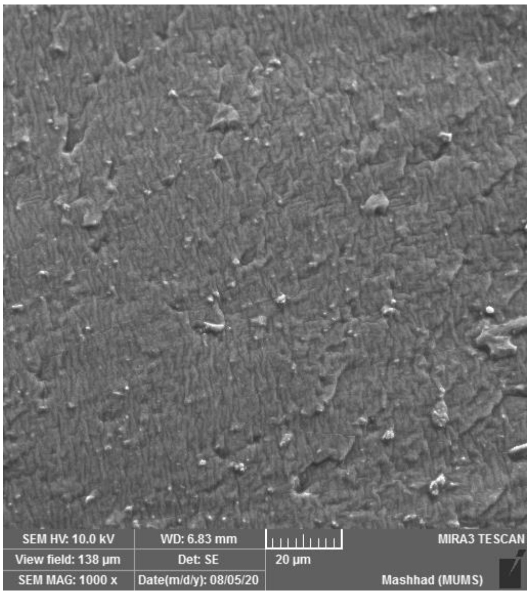
میکروســکوپی کامپوزیت، حفرات هوایی به بزرگی قطر ۵۰ تا ۱۰۰ میکرومتر در کنار حفرات متعدد ریز با میانگین قطر ۲۰ میکرومتر مشـاهده شـد. جالب توجه اسـت که حفرات کو چک با ا ندازهٔ میکرونی، حتی برروی ســطوح داخلی حفرات هوایی بزرگ نیز مشاهده می شوند (ب–۵). لازم به ذکر است هرچند که توپوگرافی سطوح مورد تحقیق پیچیده و چروک‌دار اســت (۵– ج)، اما هیچ‌گونه میکروترکی داخل زمینهٔ پلیمری مشاهده نمی‌شود.



(الف)



(ب)



(ج)

شکل ۹ تصاویر میکروسکوپ FESEM کامپوزیت با ۳۰٪ حجمی اتانول پس از ۱۵ سیکل تحریکی در بزرگ‌نمایی‌های مختلف

نتیجه‌گیری

در این پژوهش کامپوزیت پلیمری متشـــکل از ســـیلیکون الاستومر به‌عنوان زمینه و اتانول به‌عنوان سیال تغییرفازدهنده ســاخته شــد. طبق یافته‌های حاصــل از آزمون دو مرحله‌ای، درصد حجمی معادل با ۳۰٪ از سیال تغییرفازدهنده به‌عنوان مقدار بهینهٔ فاز ثانویه انتخاب شد. طبق مشاهدات FESEM، مشخص شد که اتانول در سراسر زمینهٔ سیلیکونی و داخل بســـته هایی کروی‌شـــکل در اندازهٔ میکرونی (μ۲۰m) و هم‌چنین دا خل حـ باب های هوایی در ا ندازه‌ای بزرگ‌تر (μ۱۰۰-۵۰m) توزیع شــده‌اســت. باتوجه به مکانیزم کاری عملگر مبنی‌بر تحریک الکتریکی و گرمای ژول حاصـــل از مقاومت سیم از جنس Ni-Cr، با رسیدن دمای مغز به حدود ۵۵°C انبســاط ماده به‌علت جوشــش اتانول و ایجاد فشــار بخار داخلی با ســرعت بیشــتری صــورت می‌گیرد و رفتار حرکتی ماده آشکار می‌شود.

نتایج حاصــل از بررســی رفتار حرکتی و دمایی بیانگر انبارش انرژی بی شتر نمونهٔ اول با زمان ا ستراحت ۱۰۰ ثانیه نســبت‌به نمونهٔ دوم با زمان اســتراحت ۲۰۰ ثانیه می‌باشــد، به‌طوری‌که دمای داخلی آن به‌میزان ۱۰°C بیشـــتر اســـت. بیشتر بودن دمای داخلی نمونهٔ اول موجب تسریع هدررفت اتانول در آن می‌شود، به‌طوری‌که پس از ۱۵ سیکل تحریکی به‌مقدار ۴۵٪ از اتانول موجود در ســاختار خود را از دســت می‌دهد؛ این درحالی اســـت که نمونهٔ دوم تنها به‌میزان ۳۳٪ معادل با ۱٫۲۲ گرم از اتانول موجود در میکروکپســـول‌های سیلیکونی خود را از د ست داده‌ا ست و شرایط پایدارتری نســبت‌به نمونهٔ اول دارد. ســرعت بالای هدررفت اتانول در نمو نهٔ اول منجر به کاهش قابلیت حرکتی آن می‌شـــود به‌طوری‌که از سیکل هشتم به بعد، حداکثر مقدار جابه‌جایی قابل دســـت‌یابی روندی نزولی دارد و از ۲۱mm به ۱۸mm کاهش پیدا می‌کند.

مراجع

1. Lee, C., Kim, M., Kim, Y. J., Hong, N., Ryu, S., Kim, H. J., Kim, S., "Soft Robot Review", *Int. J. Control. Autom. Syst.* Vol. 15, pp. 3–15. https://doi.org/10.1007/s12555-016-0462-3, (2017).
2. George Thuruthel, T., Ansari, Y., Falotico, E., Laschi, C., "Control Strategies for Soft Robotic Manipulators: A Survey", Soft Robot. Vol. 5, pp. 149–163. https://doi.org/10.1089/soro.2017.0007, (2018).
3. Bogue, R., "Artificial Muscles and Soft Gripping: A Review of Technologies and Applications", *Ind. Rob.* 39 , pp. 535–540. https://doi.org/10.1108/01439911211268642, (2012).
4. Gorissen, B., Reynaerts, D., Konishi, S., Yoshida, K., Kim, J. W., De Volder, M., "Elastic Inflatable Actuators for Soft Robotic Applications", Adv. Mater. 29, https://doi.org/10.1002/adma.201604977, (2017).
5. Miriyev, A., "A Focus on Soft Actuation", Actuators. 8, https://doi.org/10.3390/ACT8040074, (2019).
6. Manti, M., Hassan, T., Passetti, G., D’Elia, N., Laschi, C., Cianchetti, M., "A Bioinspired Soft Robotic Gripper for Adaptable and Effective Grasping", *Soft Robot.* 2, 107–116. (2015).
7. Mirvakili, S. M., Hunter, I. W., "Artificial Muscles: Mechanisms, Applications, and Challenges", Adv. Mater. 30. https://doi.org/10.1002/adma.201704407, (2018).
8. Mirfakhrai, T., Madden, J. D. W., Baughman, R. H., "Polymer Artificial Muscles", Mater. Today. 10, pp. 30–38. https://doi.org/10.1016/S1369-7021(07)70048-2, (2007).
9. Bar-Cohen, Y., "Electroactive Polymers as Artificial Muscles: A Review", *J. Spacecr. Rockets.* Vol. 39, pp.

822–827. https://doi.org/10.2514/2.3902, (2002).

10. Meng, H., Li, G., "A Review of Stimuli-Responsive Shape Memory Polymer Composites", Polymer (Guildf). 54, Pp. 2199–2221. https://doi.org/10.1016/j.polymer.2013.02.023, (2013).
11. Saga, N., Nagase, J., Saikawa, T., "Pneumatic Artificial Muscles Based on Biomechanical Characteristics of Human Muscles", Appl. Bionics Biomech. 3, Pp. 191–197. https://doi.org/10.1533/abbi.2006.0028, (2006).
12. Tzou, H. S., Lee, H. J., Arnold, S. M., "Smart Materials, Precision Sensors/Actuators, Smart Structures, and Structronic Systems", Mech. Adv. Mater. Struct. 11, Pp. 367–393. (2004).
13. Mondal, S., "Phase Change Materials for Smart Textiles - An Overview", Appl. Therm. Eng. 28, Pp. 1536–1550. https://doi.org/10.1016/j.applthermaleng.2007.08.009, (2008).
14. Ogden, S., Klintberg, L., Thornell, G., Hjort, K., Bodén, R., "Review on Miniaturized Paraffin Phase Change Actuators, Valves, and Pumps", Microfluid. Nanofluidics. 17, Pp. 53–71. https://doi.org/10.1007/s10404-013-1289-3, (2014).
15. Qiu, X., Li, W., Song, G., Chu, X., Tang, G., "Microencapsulated N-Octadecane with Different Methylmethacrylate-Based Copolymer Shells as Phase Change Materials for Thermal Energy Storage", Energy. 46, Pp. 188–199. https://doi.org/10.1016/j.energy.2012.08.037, (2012).
16. Cui, Y., Liu, C., Hu, S., Yu, X., "The Experimental Exploration of Carbon Nanofiber and Carbon Nanotube Additives on Thermal Behavior of Phase Change Materials", Sol. Energy Mater. Sol. Cells. 95, Pp. 1208–1212. https://doi.org/10.1016/j.solmat.2011.01.021, (2011).
17. Chellattoan, R., Yudhanto, A., Lubineau, G., "Low-Voltage-Driven Large-Amplitude Soft Actuators Based on Phase Transition", Soft Robot. 7, Pp. 688–699. https://doi.org/10.1089/soro.2019.0150, (2020).
18. Kang, D. J., An, S., Yarin, A. L., Anand, S., "Programmable Soft Robotics Based on Nano-Textured Thermo-Responsive Actuators", Nanoscale. 11, Pp. 2065–2070. https://doi.org/10.1039/c8nr08215d, (2019).
19. Miriyev, A., Xia, B., Joseph, J. C., Lipson, H., "Additive Manufacturing of Silicone Composites for Soft Actuation", 3D Print. Addit. Manuf. 6, Pp. 309–318. https://doi.org/10.1089/3dp.2019.0116, (2019).
20. Miriyev, A., Caires, G., Lipson, H., "Functional Properties of Silicone/Ethanol Soft-Actuator Composites", Mater. Des. 145, Pp. 232–242. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2018.02.057, (2018).
21. Cartolano, M., Xia, B., Miriyev, A., Lipson, H., "Conductive Fabric Heaters for Heat-Activated Soft Actuators", Actuators. 8, https://doi.org/10.3390/act8010009, (2019).
22. Xia, B., Miriyev, A., Trujillo, C., Chen, N., Cartolano, M., Vartak, S., Lipson, H., "Improving the Actuation Speed and Multi-Cyclic Actuation Characteristics of Silicone/Ethanol Soft Actuators", Actuators. 9. https://doi.org/10.3390/ACT9030062, (2020).
23. Miriyev, A., Trujillo, C., Caires, G., Lipson, H., "Rejuvenation of Soft Material-Actuator", MRS Commun. 8, Pp. 556–561. https://doi.org/10.1557/mrc.2018.30, (2018).
24. Otero, T. F., Sansiñena, J. M., "Soft and Wet Conducting Polymers for Artificial Muscles", Adv. Mater. 10,

Pp. 491–494. https://doi.org/10.1002/(SICI)1521-4095(199804)10:6<491::AID-ADMA491>3.0.CO;2-Q, (1998).

25. Bilodeau, R. A., Mohammadi Nasab, A., Shah, D. S., Kramer-Bottiglio, R., "Uniform Conductivity in Stretchable Silicones: Via Multiphase Inclusions", Soft Matter. 16, pp. 5827– 5839. https://doi.org/10.1039/d0sm00383b, (2020).
26. Miriyev, A., Stack, K., Lipson, H., "Soft Material for Soft Actuators", Nat. Commun. 8. https://doi.org/10.1038/s41467-017-00685-3, (2017).